

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2001 年 6 月 14 日 (14.06.2001)

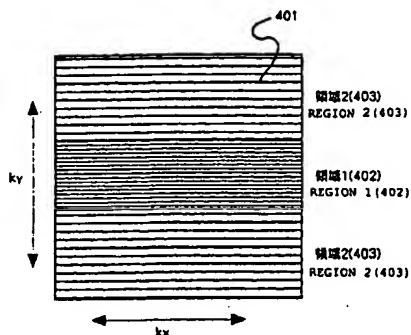
PCT

(10) 国際公開番号
WO 01/41639 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 5/055, G01R 33/28 (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 高橋哲彦 (TAKA-HASHI, Tetsuhiko) [JP/JP]; 〒340-0011 埼玉県草加市栄町3-4-24-910 Saitama (JP). 瀧澤将宏 (TAKIZAWA, Masahiro) [JP/JP]; 〒277-0803 千葉県柏市小菅田17-4 柏青寮409号室 Chiba (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP00/08701
- (22) 国際出願日: 2000 年 12 月 8 日 (08.12.2000)
- (25) 国際出願の言語: 日本語 (81) 指定国 (国内): CN, US.
- (26) 国際公開の言語: 日本語 (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (30) 優先権データ:
特願平11/349323 1999 年 12 月 8 日 (08.12.1999) JP 添付公開書類:
— 国際調査報告書
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 PCT ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHOD AND APPARATUS

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング方法及び装置



(57) Abstract: An MRI apparatus for picking up an image of a wide area using a multiple coil where a plurality of small receiving coils are arranged such that adjacent coils overlap spatially. An image is picked up while thinning a part of the measurement data such that the low spatial frequency region of the k space is dense and the high spatial frequency region thereof is sparse. The substantial sensitivity distribution of each small receiving coil is determined using the data about the low spatial frequency region, and an image is synthesized using the sensitivity distribution and the measurement data to produce a high resolution image having no aliasing artifact in a short time.

(57) 要約:

複数の小型受信コイルを隣接するコイル同志でその一部分が空間的にオーバーラップするように配列してなるマルチプルコイルを用いて広い領域を撮像可能にした MRI 装置において、k 空間の低空間周波数領域を密に、高空間周波数領域を粗となるように計測データの一部を間引いて撮像を行い、低空間周波数領域のデータを用いて実質的な各小型受信コイルの感度分布を求め、この感度分布と計測データを用いて画像を合成することにより、折返しアーチファクトの無い高分解能画像を短時間で取得する。

明 細 書

磁気共鳴イメージング方法及び装置

5 技術分野

本発明は、連続的に被検体中の水素や磷等からの核磁気共鳴（以下、「NMR」という）信号を測定し、被検体中の核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する核磁気共鳴イメージング（MRI）方法及び装置に関する。

10 背景技術

MRI 装置において被検体から発生する NMR 信号を検出する受信コイルとして、「マルチプル RF コイル」もしくは「フェイズドアレイコイル」と呼ばれる高感度コイルが近年多用され始めている（特表平 2-500175 号公報など）。マルチプル RF コイルは、相対的に高感度な小型 RF コイルを複数個並べて構成された受信専用コイルであり、広い視野について受信信号を高感度で得られるようにしたもので、静磁場方式や検出部位に応じて種々のものが提案されている。なお、このマルチプル RF コイルの各単位コイルで受信された信号は合成されて画像とされる。

一方、近年、マルチプルコイルを用いて、位相エンコード方向のデータを間引くことにより撮影時間を短縮する手法が提案されている（例えば、[4]Daniel K Sodickson, Warren J Manning "Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays" Magnetic Resonance in Medicine 38, 591-603, (1997)、[5]J. Wang, A. Reykowski "A SMASH/SENSE related method using ratios of array coil profiles" ISMRM 99 など）。このような技術は、空間エンコード法、もしくはパラレル MRI と呼ばれ、マルチプル RF コイルの感度分布が互いに空間的に異なることを用いて位相エンコードデータを間引いた際の折返しを除去する。この折返しの除去には、高精度な RF コイルの感度分布を使った高精度な演算が必要である。上掲の文献[4]に記載された方法では、この演算を計測空間（k 空間）で行い、文献[5]に記載

された方法では、演算をフーリエ変換後の実空間で行う。

一般に RF コイルの感度分布は、各 RF 受信信号から求めることができる。具体的には、事前に均一濃度のファントムを撮影し画像の空間的シェーディングが RF コイルの感度分布であるとする方法、被検体を別途撮影した画像に低周波フィルタを作用させ計算する方法などが知られている。

しかし、上記従来方法には以下のような課題を有しているものであった。

すなわち、上記 RF コイルの感度分布を求める処理は、撮影に先立ち行われる。したがって、例えば、腹部のように呼吸により被検体の形状が時間的に変動する部位を撮影する場合には、感度分布を計算した時刻と本撮影を行う時とで被検体形状が異なることがあり、また、これに伴い被検体に密着した RF コイルの空間的配置が変化することも有り得る。また、患者を手術中に撮影を行うときは、時々刻々と RF コイルの位置が変化することもある。

また、このように撮影した画像をリアルタイムで表示することが要求されるような撮影では、事前に取得されたコイルの感度データを用いる従来方法は、誤差を招きかねず、そのために画質が劣化する惧れを有している。

さらに、撮影に先立って RF コイルの感度分布を計測することは、トータルの撮影時間を延長することになり、本技術の特徴である短時間撮影の効果を低下させてしまうという問題を抱えている。

本発明は、上記課題を解決するためになされたものである。

発明の開示

上記課題を解決するために、本発明の磁気共鳴イメージング方法を第 1 の観点から見れば、

(a) 均一な静磁場に置かれた被検体へ RF パルスと、スライスエンコード傾斜磁場と、位相エンコード傾斜磁場と、読出し傾斜磁場とを所定のパルスシーケンスに則って印加するとともに、このパルスシーケンスを繰り返し実行し、

(b) 前記ステップの実行により被検体から発生する NMR 信号をマルチプルコイルを構成する小型 RF コイル毎に検出し、それらの NMR 信号を別個の k 空間へ格納し、

(c) 各 k 空間について低空間周波数域（以下、「低域」と記す。）のみのデータを用いて各コイルの感度分布を求める処理を行い、

(d) 前記ステップ (c) において求めたコイルの感度分布と前記 k 空間に格納された計測データとを用いて画像合成処理を行うステップを有したことを特徴として、

5

そして、本発明の磁気共鳴イメージング方法を第 2 の観点から見れば、

(a) 予め定めたマトリクスサイズを有し、被検体から検出した NMR 信号を格納する k 空間を準備する、

10

(b) 均一な静磁場へ置かれた被検体へ NMR 撮像のためのパルスシーケンスを実行する、

(c) 前記パルスシーケンスを実行して得られた NMR 信号を前記 k 空間へ格納する、

(d) 前記 k 空間に格納された撮像のための NMR 信号の一部を用いてマルチプルコイルを形成する複数の小型受信コイルの感度分布を求める、

15

(e) 前記求められた小型受信コイルの感度分布と前記 k 空間に格納された NMR 信号を用いて画像を合成するステップを有したことを特徴としている。

また、本発明の磁気共鳴イメージング方法を第 3 の観点から見れば、マルチプルコイルを用いて被検体を折返しアーチファクト無しに画像化する磁気共鳴イメージング方法であって、

20

(a) 予め定めたマトリクスサイズを有し、被検体から検出した NMR 信号を格納する k 空間をマルチプルコイルを構成する小型受信コイルに対応する数だけ準備する、

25

(b) 均一な静磁場へ置かれた被検体へ NMR 撮像のためのパルスシーケンスを実行する；このパルスシーケンス実行時に k 空間の位相エンコード方向の低域は密に、高空間周波数域（以下、「高域」と記す。）は粗にデータを計測する、

(c) 前記パルスシーケンスを実行して得られた撮像のための計測データを小型コイルに対応する k 空間へ格納する、

(d) 前記 k 空間に格納された撮像用に計測したデータの一部を用いてマルチプルコイルを形成する複数の小型受信コイルの感度分布を求める、

(e)前記求められた小型受信コイルの感度分布と前記 k 空間に格納された計測データを用いてマルチプルコイルの視野の画像を合成するステップを有したことを特徴としている。

さらに、本発明の磁気共鳴イメージング方法を第 4 の観点から見れば、マルチプルコイルを用いて被検体を連続的に画像化する磁気共鳴イメージング方法であって、

(a)予め定めたマトリクスサイズを有し、被検体から検出した NMR 信号を格納する k 空間を準備する、

(b)均一な静磁場へ置かれた被検体 1 枚目の NMR 画像を撮像するためのパルスシーケンスを実行する、

(c)前記パルスシーケンスを実行して得られた NMR 信号を前記 k 空間へ格納する、

(d)前記 k 空間に格納された撮像のための NMR 信号の一部を用いてマルチプルコイルを形成する複数の小型受信コイルの感度分布を求め、それを格納する

(e)前記求められた小型受信コイルの感度分布と前記 k 空間に格納された NMR 信号を用いて画像を合成する、

(f) 2 枚目以降の画像を撮像するためのパルスシーケンスを実行し、得られた NMR 信号に対し前記格納された小型受信コイルの感度分布を適用して画像合成を行うステップを有することを特徴としている。

本発明の課題は磁気共鳴イメージング装置の観点から見ても解決することが可能であり、装置を第 1 の観点にしたがって見れば、本発明の磁気共鳴イメージング装置は、

被検体を収容する空間へ均一な静磁場を発生する磁石、

前記被検体から生ずる NMR 信号を検出する複数の小型コイルから成るマルチプルコイルであって、複数の小型コイルは隣接するコイル同志の一部がオーバーラップして配列されている、

前記被検体を撮像するために所定のパルスシーケンスに則って高周波磁場、スライスエンコード傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場及び読出し傾斜磁場を印加する手段、ここに位相エンコード方向は前記マルチプルコイルの配列方向

へ指向される、

前記各磁場を印加する手段を制御する手段であって、この制御手段は前記位相エンコード傾斜磁場の印加量をその低域と高域とで変化ステップを変更する手段を含む、

- 5 前記マルチプルコイルで検出した NMR 信号を各小型コイルに対応付けて格納する計測データ格納手段、

各小型コイルで検出された NMR 信号毎に前記位相エンコード方向の低域のデータを用いて各小型コイルの感度分布を求める手段、と

- 10 前記感度分布と前記計測データ格納手段に格納されたデータとから画像を合成する手段とを備えたことを特徴としている。

そして、本発明の磁気共鳴イメージング装置を第2の観点にしたがって見れば、本発明の磁気共鳴イメージング装置は、

被検体を収容する空間へ均一な静磁場を発生する磁石、

- 15 前記被検体から生ずる NMR 信号を検出する複数の小型コイルから成るマルチプルコイルであって、複数の小型コイルは隣接するコイル同志の一部がオーバーラップして配列されている、

- 20 前記被検体を撮像するために所定のパルスシーケンスに則って高周波磁場、スライスエンコード傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場及び読出し傾斜磁場を印加する手段、前記マルチプルコイルで検出した NMR 信号を各小型コイルに対応付けて格納する k 空間、

前記各磁場を印加する手段を制御する手段であって、この制御手段は計測データを格納する k 空間の低域と高域とで変化ステップを変更する手段を含む、

各小型コイルで検出された NMR 信号毎に前記 k 空間の低域のデータを用いて各小型コイルの感度分布を求める手段、と

- 25 前記感度分布と前記計測データ格納手段に格納されたデータとから画像を合成する手段とを備えたことを特徴としている。

また、本発明の磁気共鳴イメージング装置を第3の観点にしたがって見れば、本発明の磁気共鳴イメージング装置は、

被検体の所定スライスを画像化するための計測を画像単位で繰り返し行う手

段、

1 画像のために取得した計測データの少なくとも一部を用いてマルチプルコイルの感度分布を演算により求め、それを格納する手段、

5 前記求められた感度分布を用いてマルチプルコイルの全視野の画像を合成する手段、と

感度分布を求めた以降の計測データによる前記画像合成には感度分布の更新をせずに格納された感度分布を適用させる手段とを備えたことを特徴としている。

10 本発明によれば、小型 RF コイルの感度分布を本計測中の取得したデータから計算するため、感度分布のデータと計測データに時刻の差が無い。したがって、時々刻々と状況が変化する MRI 撮影でも安定して、またリアルタイム性が要求される撮影でも、誤差を招かず画質が劣化しない。

15 また、本発明によれば、k 空間の低域のデータを用いて感度分布を求める際に、低域のデータがゼロへ滑らかに繋がるようにフィルタリングしているのでエリアシングアーチファクトの影響を受けない感度分布を求めることができる。

さらに、撮影に先立ち事前に RF コイルの感度分布を計測せずに撮影のための計測データを用いて RF コイルの感度分布を計測するので、トータルの撮影時間を延長することにならず、短時間撮影の効果を損ねない。

20 本発明によれば、画像を連続撮影する態様においては、計測データの収集とそれに続く画像再構成とを連続して行い、時間的に連続する複数の画像を順次表示する制御を行い、画像再構成手段は、複数の画像再構成に、一つの計測データから計算した感度分布を用いる。これによりパラレル MRI におけるダイナミック撮影において、画像再構成にかかる時間を短縮し、リアルタイム性を向上することができる。

25

図面の簡単な説明

図 1 は本発明が適用される MRI 装置のブロック図、図 2 は図 1 に示す MRI 装置の要部を示すブロック図、図 3 は本発明の MRI 装置が採用するパルスシーケンスの一実施例を示す図、図 4 は図 3 のシーケンスによる計測データの k 空間

データ配列の一例を示す図、図 5 は本発明の MRI 装置における信号処理部の処理の一実施例を示す模式図、図 6 は本発明による感度分布計算を説明する図、図 7 は本発明による感度分布計算を説明する図、図 8 は本発明による信号合成の一実施例を説明する図、図 9 は本発明による信号合成の他の実施例を説明する図、図 10 は本発明の MRI 装置による連続撮影の一実施例を示す図、図 11 は本発明の MRI 装置が採用するパルスシーケンスの他の実施例を示す図、図 12 は本発明による計測データの k 空間データ配列の他の例を示す図、図 13 は本発明による感度分布計算の他の実施例を説明する図である。

10 発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施の形態を、図面を用いて説明する。

図 1 は、本発明が適用される典型的な MRI 装置の構成を示す図で、この MRI 装置は、被検体 101 の周囲に静磁場を発生する磁石 102 と、該空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル 103 と、この領域に高周波磁場を発生する送信用の RF コイル 104 と、被検体 101 から発生する NMR 信号を検出する受信用の RF コイル 105 と、被検体 101 が横たわるベッド 112 とを備えている。

傾斜磁場コイル 103 は、X、Y、Z の直交する 3 方向に傾斜磁場を発生する一組のコイルで構成され、傾斜磁場電源 109 からの信号に応じてそれぞれの傾斜磁場コイルが傾斜磁場を発生する。傾斜磁場の印加の仕方により被検体 101 の任意の断面を選択することができ、また MR 信号に位置情報を与えることができる。MR 信号に位置情報を与える傾斜磁場は、位相エンコード傾斜磁場、読出し傾斜磁場と呼ばれ、これによって計測データが配置される計測空間（k 空間）が規定される。

送信用の RF コイル 104 は RF 送信部 110 の信号に応じて高周波磁場を発生する。この高周波磁場の周波数は撮影対象である核スピンの共鳴周波数に同調されている。通常 MRI の撮影対象は、被検体の主たる構成物質、プロトンである。受信用の RF コイル 105 の信号は、信号検出部 106 で検出され、信号処理部 107 で信号処理され、また計算により画像信号に変換される。

RF コイル 104 は図 2 に示すように小型 RF コイル 202 を複数個（図示する例で

は、4個)並べたマルチプルコイル 201 である。各小型 RF コイル 202 は、例えば隣接して配置された一辺 15cm の矩形サーフェスコイルとすることができ、隣接した矩形コイル同志は撮影の位相エンコード方向に一部がオーバーラップするように配置され、互に区分された検出感度領域を有する。

- 5 各小型 RF コイル 202 は、それぞれプリアンプ 203 に接続されており、各コイルからの出力はプリアンプ 203 でそれぞれ増幅される。各プリアンプ 203 はそれぞれ AD 変換・直交検波回路 204 に並列に接続され、信号検出部 106 を構成する。AD 変換・直交検波器 204 で検波された信号は、各コイル毎のフーリエ変換、フィルタリング、合成演算などを行うために信号処理部 107 に送られる。以上
- 10 のようにマルチプルコイルとそれを構成する各 RF コイルに接続された複数系統の信号検出部を備えた MRI 装置をパラレル MRI システムと称することがある。信号処理部 107 で行う処理は、予めプログラム化して後述の制御部または記憶装置へ組込まれている。

- 15 図 1 において、傾斜磁場電源 109、RF 送信部 110、信号検出部 106 は、一般にパルスシーケンスと呼ばれるタイムチャートに従い、制御部 111 によりそれらの動作が制御される。本発明の MRI 装置では、制御部 111 が、k 空間の一部の領域における位相エンコードの印加ステップが粗であるように制御する。

次に上記構成の MRI 装置を用いた撮影方法について図 3 ～図 9 を参照して説明する。

- 20 図 3 は連続撮影のために採用されるパルスシーケンスの一例を示す図である。このパルスシーケンスは、グラディエントエコー (GrE) 法のシーケンスであり、スライスエンコード傾斜磁場パルス 302 とともに RF パルス 301 を印加し、被検体の特定の領域における核スピンを励起して横磁化を発生させた後、位相エンコード傾斜磁場パルス 303 を印加し、次いで読出し傾斜磁場パルス 304 を印加し、エコー信号 305 を計測する。RF パルス 301 印加からエコー信号 305 計測後
- 25 にエコー信号がピーク値となった時点までの時間 (エコー時間) TE は、画像のコントラストを決めるパラメータであり、対象とする組織等を考慮し予め設定される。

このようなシーケンスを位相エンコード傾斜磁場の印加量 (傾斜磁場強度と

印加時間との積分値)を変えながら、複数回繰り返し、取得したデータはk空間へ配置される。

図4は、上記シーケンスの繰り返しによって測定された測定データのk空間データ配列(kトラジェクトリ)を示す図であり、1回のパルスシーケンスを実行して取得した信号でk空間横方向(kx方向)の1列が埋められる。また、k空間のkyの値は計測されるNMR信号に付与された位相エンコード傾斜磁場の印加量で決まる。通常のGrEシーケンスでは位相エンコード量のステップが各計測毎に等間隔であるのに対し、本実施形態のシーケンスでは位相エンコードステップがk空間401の領域1(402)と領域2(403)とで異なる。例えば、位相エンコード方向の低域(低空間周波数領域)部分を占める領域1(402)は、位相エンコード(ky)方向に密に信号が取得され、高域(高空間周波数領域)部分を占める領域2(403)は、位相エンコード方向に粗に信号が取得される。一例として、k空間の中心から上下各10%(全体の中心部20%)のデータ領域では、1ステップずつ位相エンコード量は増えていくが、上下各10%を超えると2ステップずつ若しくは4ステップずつ位相エンコード量を増やしていく。この結果、間引かれた分だけシーケンスを実行する回数が減るため全体の撮影時間を短縮することができる。

領域1(402)がk空間全体に対し占める割合(本発明の実施例では約20%)は、コイル感度および撮影時間の短縮の両者を考慮して適当に設定することができる。コイル感度が急峻の場合にはその割合を増やした方が望ましく、一方、撮影時間の短縮という観点からはその割合は少ない方がよい。k空間へのデータ配列は、典型的にはkx方向とky方向とに対し256×256マトリクスであり、領域1(402)では、この密度でデータが収集され、領域2(403)では、位相エンコード方向に対しては前記典型的なデータ配列の密度の2倍から4倍粗くサンプリングされる。このことは、領域1(402)のデータ計測は、視野(FOV)を位相エンコード方向へ256画素で表示できるマトリクスで計測し、領域2(403)についてはFOVを1/2から1/4にして計測することを意味する。

このように計測されたデータは、受信コイル毎に信号処理部107に送られ、受信コイル毎の計測データが別個のk空間へ取り込まれる。そして、図5に示

すように受信コイル毎のデータによって受信コイル毎の感度分布の計算 503 がなされ、また、それらの受信コイル毎の感度分布と各受信コイルからの信号とにより画像の合成処理 504 が行なわれる。即ち、各コイルからの信号 $e_n(kx, ky)$ 501 を用いて各コイルの感度分布画像 $w_n(x, y)$ を求め（ここに、 e_n 及び w_n に付した n はコイル番号でこの実施例では $n=1, 2, 3$ 又は 4 である。また (kx, ky) は k 空間の座標を、 (x, y) は、実空間上の位置を表わす。）、感度分布画像と信号とを使って、全体画像 $S(x, y)$ 505 を合成する。これら感度分布計算 503 と合成処理 504 についてさらに詳述する。

図6は、各受信コイル毎に信号 $e_n(kx, ky)$ 501 から RF コイルの感度分布を計算する手順を示す図である。先ず、信号 $e_n(kx, ky)$ に対し領域1のデータのみが残るように位相エンコード方向に低周波通過フィルタ (LPF) 601 を作用させる。このフィルタリング処理は、領域1(402)と領域2(403)とのk空間(401)全体をフーリエ変換すると、領域1(402)と領域2(403)を計測しているときのFOVの差によって位相エンコード方向に折返しアーチファクトが発生するため、この折返しアーチファクトを除去するための前処理として行うものである。フィルタは折返しアーチファクトを除去する目的のためには1次元フィルタでもよいが、生体の微細構造を排除するためには1次元よりも2次元フィルタが好ましい。2次元フィルタとしては、例えば、ガウス型、ハミング型、ハンニング型などが適している。さらに高精度なフィルタリング法として、画像空間でフライニングウィンドウを用いた手法も可能である。

図 7 は前記フィルタリング処理における k 空間とフィルタのフィルタプロファイルとの対応を示し、このようなフィルタプロファイルを持ったフィルタによって k 空間をフィルタリングすると、図 7 に示す領域 2 (403) のデータはすべてゼロになり、また、領域 1 (402) と領域 2 (403) の境界部分は滑らかに繋げることができる。この領域 1 (402) と領域 2 (403) との境界部分でデータを急激に変化させるのではなく、滑らかに繋げることはエリアシングアーチファクトの発生を防止させるために有効である。

次に、各コイルに対応したk空間の領域1に配置された計測データを2次元フーリエ変換（FT）602するが、これに先立って2次元フーリエ変換に供する

各 k 空間のマトリクスを領域 1 の計測密度とし、各 k 空間の領域 2 については全てゼロで埋める。そして、各 k 空間を 2 次元フーリエ変換すると、各コイルにて計測した信号のうち低周波成分のみからなる画像をそれぞれ取り出すことができる。これらの低周波成分画像は、各 RF コイルの感度分布とみなせることが知られており、本実施例でもこれを感度分布 $W_n(x, y)$ とする。

尚、マルチスライス撮影の場合には、コイルの感度分布は各コイルの各スライス毎に求めておく必要がある。また 3 次元撮影の場合には、各コイル毎に得られる信号は 3 次元計測空間 (k_x, k_y, k_z) の関数となるので、低周波通過フィルタに 3 次元フィルタを用い、フーリエ変換を 3 次元に拡張することによりコイルの 3 次元感度分布 $W_n(x, y, z)$ を求めることができる。

次にこの感度分布 $W_n(x, y)$ を用いた合成画像を得るための演算 504 について説明する。この合成演算は、画像空間（実空間）で行う方法と、計測空間で行う方法とがあるが、いずれも採用できる。

図 8 に画像空間で画像の合成を行う方法を概念的に説明する図を示す。ここでは説明を簡単にするために 2 つの小型コイル 801、802 からなるマルチプルコイルを用いて被検体を撮影する場合を説明する。

このとき、コイル 801 は FOV 1、コイル 802 は FOV 2 の視野を有し、各コイルの感度分布は少なくとも一部でオーバーラップする。NMR 信号の計測は一例として、図 3 に示す GrE シーケンスにより行われ、コイル 801 及びコイル 802 で計測されたエコー信号は図 4 に示すようにそれぞれ k 空間へ配置される。

2 つのコイルからの信号を各々別個に取りこんだ 2 つの k 空間を 2 次元フーリエ変換すると、前にも説明したが、図 4 に示すように k 空間の領域 2 を位相エンコード方向に粗に（間引いて）データを収集しているので、コイル 1 (801) による画像は図 8 (b) に、またコイル 2 (802) による画像は図 8 (c) に示すように再構成され、各々の画像には位相エンコード方向に折返しアーチファクト 804 が生じた画像 803 となる。これらのアーチファクトは各コイルの感度の低い領域の信号であるために低輝度となる。

このような画像に対し、各小型コイルの感度分布を掛合わせるにより折返しアーチファクト 804 を除去することができ、同図 (a) に示すように折返

しによる画像の重なりがない画像が得られる。この手法は前述の J. Wang 氏等の文献に開示された “SENSE” の項を参照することができるので、詳細な説明は省略する。

- 5 計測空間で信号を合成する方法では、各小型 RF コイルの感度分布を適当な重みで合成して得られる合成感度分布がマルチプルコイルを構成する小型 RF コイルの数に応じた所望の空間周波数を有するように重みを決めることにより、計測空間上の不足しているデータを作成する。

例えば、小型 RF コイルの感度分布 $W_n(x, y)$ を適当な重み C_n で合成して、 $\exp(i \cdot m \Delta k y \cdot y)$ [ここに m は整数] の形の合成感度分布 $W_{\text{comp}}(x, y)$ が得られるとする。

$$W_{\text{comp}}(x, y) = \sum C_j W_j(x, y) = \exp(im \Delta k y y)$$

- 10 このとき合成される信号 $S(kx, ky)$ は、次式で示される。

$$\begin{aligned} S(kx, ky) &= \iint dx dy W_{\text{comp}}(x, y) \rho(x, y) \exp\{-ikxx - ikyy\} \\ &= \iint dx dy \rho(x, y) \exp\{-ikxx - i(ky - m \Delta ky)y\} \\ &= \hat{\rho}(kx, ky - m \Delta ky) \end{aligned}$$

式 (2) 中、 ρ は磁化密度、 $\hat{\cdot}$ は 2 次元フーリエ変換を表す。この式 (2) からわかるように合成感度分布 $W_{\text{comp}}(x, y)$ を用いることにより、 $\hat{\rho}(kx, ky)$ から $\hat{\rho}(kx, ky - m \Delta ky)$ を求めることができる。これは k 空間の位相エンコード方向で粗であるデータ間のデータを埋め合せられることを意味する。

- 15 図 9 は、この方法を概念的に示す図である。図示するように、先ず LPF 処理によって抽出した領域 1 (402) の計測データに対し、ゼロフィリング (領域 1 を除く k 空間の領域 2 を領域 1 の密度でゼロとすること) と 2 次元フーリエ変換処理 (2DFT) によって感度分布を求める。次に、間引きによって計測データが粗に配列している領域 2 (403) について、実測データ (拡大図の実線に対応)
- 20 から不足しているデータ (拡大図の点線に対応) を上記計算により作成する。このように作成することができる新たなデータの数 (点線の本数) は、小型 RF

コイルの数に依存し、小型 RF コイルが 4 個の場合には新たなデータを 4 本まで作成できる。図示する例では、間引き率が 4 で、3 本のデータを作成する場合を示している。

5 こうして新たなデータを補充した後のデータは、k 空間の全領域を間引かずに測定したデータと同じであり、これを 2 次元フーリエ変換することにより折返しアーチファクトのない画像を得ることができる。なお、この手法は、前述の Daniel K Sodickson 氏等の文献“SMASH”を参照することができるので、詳細な説明は省略する。

10 このように本発明の実施形態によれば、位相エンコードの一部を間引いて時間を短縮した撮影を行うとともにその撮影で得られた計測データのうち密である部分のデータを用いてエリアシングの影響のない RF コイル感度分布を得るようにしたので、感度分布を求めるための計測と本計測との間の時間差をなくすことができ、その時間差に伴う演算誤差を無くすることができる。

15 また、本発明の実施形態によれば、特に計測データのうち、主な画像情報が含まれている低位相エンコード成分のデータを密に取得していることにより、S/N が劣化しにくい画像を得ることができ、臨床応用において診断に極めて有効な画像を提供することができる。さらに上記方法で取得した折返しのない 2 次元画像（256×256 画素）を再び位相エンコード方向に密にフーリエ変換し、得られたデータの位相エンコード方向の低域の推定されたデータ（位相エンコード上に交互に現れる）を、密に取得したことにより既に得られている
20 実際のデータ（読出し方向にフーリエ変換済み）に置換する、もしくは推定されたデータと実測データをハイブリッド空間上で加算平均するという処理を追加することで、領域 1 の取得データを折返しアーチファクトの除去だけでなく画像再構成の素データとして 100% 利用できるので、最終画像の高 S/N 化が
25 計れる。

さらに本発明の実施形態によれば、予めコイルの感度分布を求めるための計測を行う必要がないので、本計測における時間短縮効果に加え、全体としての計測時間の短縮を図ることができる。上記高 S/N 化と撮影時間短縮との 2 つの効果を併せ持つことは特に連続撮影の場合に好適である。

14

図10に、撮影を時系列に繰り返しリアルタイムの連続画像を得るダイナミック撮影に、本発明を適用した実施形態を示す。この実施形態におけるダイナミック撮影では、マルチプルコイルの各小型RFコイルでそれぞれ取得した信号を合成し、画像表示／転送を連続して繰り返し、時系列に連続する画像（画像番号1, 2, 3...1000）を取得する。ここで1枚目の画像取得では、図5に示すステップ502、503、504と同様に、信号取得1001、感度分布計算1002、信号合成1003の各ステップを行い、感度分布計算1002で求めた感度分布を用いて折返しアーチファクトを除去した画像を再構成する。この画像はMRI装置のディスプレイに表示され、或いは外部の表示装置や記憶装置等に転送される（1004）。
1枚目の画像取得時に求めた感度分布計算結果は信号処理部のメモリの特定アドレスに格納される。

次いで2枚目の画像取得に移り、2枚目の画像取得時には、信号取得後、メモリ内に格納された1枚目の画像取得時に求めた感度分布データを用いて折返しアーチファクトを除去する合成処理1003を行う。以後、受信コイルの配置が変わらない限り、感度分布計算は行わず、メモリ内の感度分布データを用いて合成処理する。受信コイルの配置が変わらなければ感度分布も変わらないので、上述のように最初に求めた感度分布計算結果を用いることができる。これによりダイナミック撮影の撮影間隔（画像取得と次の画像取得との間隔）が短くなっても画像化のための演算を素早く行うことができ、表示のリアルタイム性（時間分解能）を向上することができる。例えば撮影シーケンスとしてEPIのような高速シーケンスを採用した場合、連続高速撮影を実効あるものにするためには演算の高速化が重要であるが、図10に示す実施例を採用することにより、リアルタイムで被検体の状況をモニタすることができる。

次に、以上説明したMRI装置に好適なEPIシーケンスを組み込んだMRI装置について説明する。この態様においても装置の構成は図1に示すものと同様であるが、この態様によるMRI装置は制御部111の制御のシーケンスとして、計測空間（k空間）が領域によって異なる密度となるように計測データを収集する制御を行うEPIシーケンスが組み込まれている。

図11はそのようなEPIシーケンスの一実施例を示す図で、スピンエコー型

の EPI シーケンスが示されている。即ち、スライス選択傾斜磁場パルス Gs1103 と同時に被検体組織の核スピンを励起する RF パルス 1101 を印加し、TE/2 時間後に最初の RF パルス 1101 によって発生した横磁化を反転する RF パルス 1102 をスライス選択傾斜磁場パルス Gs1104 と共に印加し、その後極性が反転する読出し傾斜磁場パルス Gr1105 を連続して印加しながらエコー信号 1106 を計測する。この際、エコー信号を位相エンコードする位相エンコード傾斜磁場 Ge1107、1108 が印加される。

通常の EPI シーケンスでは、例えば k 空間のマトリクスサイズが 128×128 であるとする、読出し傾斜磁場パルスは 128 回反転され、128 個のエコー信号が計測される。位相エンコード傾斜磁場パルスも最初のオフセットパルスの他、同じ大きさのパルスが 128 個印加されるが、本実施例の EPI シーケンスでは、例えば位相エンコード 0 のエコー信号から所定の位相エンコードまでのエコー信号は位相エンコード数が 1 ずつインクリメントするような大きさの位相エンコード傾斜磁場パルス 1107 を印加され、それ以降に計測するエコー信号については位相エンコード数が複数、例えば 4 ずつインクリメントするような大きさの位相エンコード傾斜磁場パルス 1108 を印加される。

図示する例では簡単にするために 8 個のエコー信号を計測する場合を示しており、5 番目の信号計測までは通常の高さの位相エンコード傾斜磁場パルス 1107 を印加し、6 番目から 8 番目の信号計測までは通常の高さの 4 倍の位相エンコード傾斜磁場パルス 1108 を印加している。1～5 番目までの信号が図 4 に示す k 空間の領域 1 (402) に対応し、6～8 番目までの信号が領域 2 (403) に対応する。従って 6～8 番目について、従来は $12 (= 3 \times 4)$ 個の信号を計測する時間が必要であったのに対し、このシーケンスでは $9 (= 12 - 3)$ 個の信号計測分だけ時間短縮を図ることができる。k トラジェクトリで言えば、上記シーケンスの実行により領域 1 について密に計測をし、領域 2 については粗に計測することができる。図 11 に示す EPI シーケンスの実行では、領域 2 を図 4 に示す領域 2 のうちの上または下のみが計測されている。この場合には領域 2 の非計測部分は計測データと公知のハーフフーリエ法、複素共役を利用した信号推定処理法とを併用して推定される。

本発明は、上述したスピンエコー型の EPI のみならずグラディエントエコー型の EPI にも、また 1 回の励起で必要な計測データを収集するワンショットの EPI にもマルチショット（分割型）の EPI にも適用することができる。

このような本発明の第 2 の態様による MRI 装置は、前述したマルチプルコイルを用いたパラレル MRI のシーケンスとして好適である。上述した EPI シーケンスをパラレル MRI に適用する場合にも信号処理部で行う処理は GrE シーケンスの場合と同じである。即ち、図 5 に示したように上述の EPI シーケンスによって計測したデータを用いて、マルチプルコイルを構成する小型 RF コイル毎に感度分布計算 503 を行うとともに、求めた感度分布を用いて合成処理 504 を行い、折返しアーチファクトを排除した画像を得る。

またダイナミック撮影の場合には、図 10 に示したように、感度分布計算は第 1 枚目の画像の再構成時にのみ行い、それ以降の画像についてはその感度分布を用いて信号取得から画像表示／転送までの処理を連続して行う。この場合、既に述べたように本発明の EPI シーケンスは通常の EPI シーケンスに比べ信号取得時間が短縮されており、しかも感度分布計算を本計測とは別に、或いは信号取得毎に行う必要がないので極めて高速の連続撮影が可能となる。

以上、本発明の MRI 装置の各実施形態を説明したが、本発明はこれら実施形態に限定されることなく種々の変更が可能である。例えば、以上の説明ではパラレル MRI に用いるパルスシーケンスとして GrE シーケンス及び EPI シーケンスを例示したが、FSE（ファーストスピンエコーシーケンス）、SE（スピンエコーシーケンス）、Burst シーケンス、スパイラルシーケンスなどの公知のシーケンスにも適用できる。また、3 次元撮影にも拡張できる。

図 12 はスパイラルシーケンスの場合の k トラジェクトリ 1200 を示す図である。この場合、 k 空間中央の円形の領域 1（1202）は信号が密に配列される領域であり、その周囲の領域 2（1203）は信号が粗の配列になっている。このようなスパイラルシーケンスの計測データから感度分布を求めるためには、図 13 に示すようなフィルタプロファイル 1301、1302 を有した 2 次元フィルタを用いる。このような 2 次元フィルタとしては、前述のような 2 次元ガウスフィルタ、2 次元ハニングフィルタ、2 次元ハミングフィルタ等がある。領域 1

(1202) の計測データから求めた小型コイル毎の感度分布を用いて、折返しアーチファクトを排除した画像を合成する点は他のシーケンスの場合と同様である。

- 5 本発明の MRI 装置によれば、マルチプルコイルを用いたパラレル MRI の実施にあたり、 k 空間の一部の領域を間引きして計測時間を短縮した撮影を行うとともに計測データが密である領域のデータを用いて感度分布を求め、信号を合成するので、リアルタイム性が要求される撮影で画質が劣化しない。特に k 空間の低周波成分を密にデータ取得することにより、 S/N が高く診断価値の高い画像を得ることができる。
- 10 また、撮影に先立って RF コイルの感度分布を計測する必要がないので、トータルの撮影時間を延長しない。したがって、パラレル MRI 技術の特徴である短時間撮影の効果が発揮できる。

請 求 の 範 囲

1. 磁気共鳴現象を用いて被検体を高速に画像化する磁気共鳴イメージング方法であって、下記の各ステップを含む；

5 (a) 均一な静磁場に置かれた被検体へ RF パルスと、スライスエンコード傾斜磁場と、位相エンコード傾斜磁場と、読出し傾斜磁場とを所定のパルスシーケンスに則って印加するとともに、このパルスシーケンスを繰り返し実行する、

(b) 前記ステップの実行により被検体から発生する NMR 信号をマルチプルコイルを構成する小型 RF コイル毎に検出し、それらの NMR 信号を別個の k 空間へ格納する、
10

(c) 各 k 空間について低域のみのデータを用いて各コイルの感度分布を求める処理を行う、

(d) 前記ステップ (c) において求めたコイルの感度分布と前記 k 空間に格納された計測データとを用いて画像合成処理を行う。

15

2. 繰り返し実行されるパルスシーケンスにおいて、位相エンコード傾斜磁場の印加量は k 空間の低域を計測するときの方が高域を計測するときよりもそのステップを大きくされることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング方法。

20

3. 各コイルの感度分布を求める処理において k 空間の低域のみを抽出するために低周波通過フィルタを用い高域のデータをゼロにするとともに抽出された領域とゼロとされた領域のデータとの繋がりを滑らかにすることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング方法。

25

4. 抽出された低域のみのデータを格納した領域をのぞいた k 空間領域が低域と同じ密度でゼロが埋められ、この低域領域のデータとその他の領域のゼロデータから成る k 空間をフーリエ変換することによりコイルの感度分布を求めることを特徴とする請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

5. マルチプルコイルを用いて被検体を高速に画像化する磁気共鳴イメージング方法であって、下記のステップを含む；

- (a) 予め定めたマトリクスサイズを有し、被検体から検出した NMR 信号を格納する k 空間を準備する、
- (b) 均一な静磁場へ置かれた被検体へ NMR 撮像のためのパルスシーケンスを実行する、
- (c) 前記パルスシーケンスを実行して得られた NMR 信号を前記 k 空間へ格納する、
- 10 (d) 前記 k 空間に格納された撮像のための NMR 信号の一部を用いてマルチプルコイルを形成する複数の小型受信コイルの感度分布を求める、
- (e) 前記求められた小型受信コイルの感度分布と前記 k 空間に格納された NMR 信号を用いて画像を合成する。

15 6. マルチプルコイルを用いて被検体を折返しアーチファクト無しに画像化する磁気共鳴イメージング方法であって、下記のステップを含む；

- (a) 予め定めたマトリクスサイズを有し、被検体から検出した NMR 信号を格納する k 空間をマルチプルコイルを構成する小型受信コイルに対応する数だけ準備する、
- 20 (b) 均一な静磁場へ置かれた被検体へ NMR 撮像のためのパルスシーケンスを実行する；このパルスシーケンス実行時に k 空間の位相エンコード方向の低域は密に、高域は粗にデータを計測する、
- (c) 前記パルスシーケンスを実行して得られた撮像のための計測データを小型コイルに対応する k 空間へ格納する、
- 25 (d) 前記 k 空間に格納された撮像用に計測したデータの一部を用いてマルチプルコイルを形成する複数の小型受信コイルの感度分布を求める、
- (e) 前記求められた小型受信コイルの感度分布と前記 k 空間に格納された計測データを用いてマルチプルコイルの視野の画像を合成する。

20

7. マルチプルコイルを用いて被検体を連続的に画像化する磁気共鳴イメージング方法であって、下記のステップを含む；

(a) 予め定めたマトリクスサイズを有し、被検体から検出した NMR 信号を格納する k 空間を準備する、

5 (b) 均一な静磁場へ置かれた被検体 1 枚目の NMR 画像を撮像するためのパルスシーケンスを実行する、

(c) 前記パルスシーケンスを実行して得られた NMR 信号を前記 k 空間へ格納する、

10 (d) 前記 k 空間に格納された撮像のための NMR 信号の一部を用いてマルチプルコイルを形成する複数の小型受信コイルの感度分布を求め、それを格納する

(e) 前記求められた小型受信コイルの感度分布と前記 k 空間に格納された NMR 信号を用いて画像を合成する、

15 (f) 2 枚目以降の画像を撮像するためのパルスシーケンスを実行し、得られた NMR 信号に対し前記格納された小型受信コイルの感度分布を適用して画像合成を行う。

8. 磁気共鳴イメージング装置であって、下記構成を有する；

被検体を収容する空間へ均一な静磁場を発生する磁石、

20 前記被検体から生ずる NMR 信号を検出する複数の小型コイルから成るマルチプルコイルであって、複数の小型コイルは隣接するコイル同志の一部がオーバーラップして配列されている、

25 前記被検体を撮像するために所定のパルスシーケンスに則って高周波磁場、スライスエンコード傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場及び読出し傾斜磁場を印加する手段、ここに位相エンコード方向は前記マルチプルコイルの配列方向へ指向される、

前記各磁場を印加する手段を制御する手段であって、この制御手段は前記位相エンコード傾斜磁場の印加量をその低域と高域とで変化ステップを変更する手段を含む、

前記マルチプルコイルで検出した NMR 信号を各小型コイルに対応付けて格納

する計測データ格納手段、

各小型コイルで検出された NMR 信号毎に前記位相エンコード方向の低域のデータをを用いて各小型コイルの感度分布を求める手段、と

5 前記感度分布と前記計測データ格納手段に格納されたデータとから画像を合成する手段。

9. 前記計測データ格納手段は予め所定のマトリクスを有し、前記制御手段は位相エンコード方向の高域における計測データの抜けた計測データ格納アドレスを実測データと前期感度分布とにより求めたデータで埋める手段を含む請求項 8 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

10. 前記小型コイルの感度分布を求める手段は、前期計測データ格納手段に格納されたデータの位相エンコード方向における低域を抽出するフィルタリング手段と、抽出された低域データと低域を除く領域を埋めたゼロデータとから成る合成データを 2 次元フーリエ変換する手段とを含む請求項 8 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

11. 前記フィルタリング手段は、位相エンコード方向に対し抽出される低域とゼロとされる高域とのデータの繋がりを滑らかにするフィルタプロファイル

20 を有するフィルタを含む請求項 10 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

12. 磁気共鳴イメージング装置であって、下記構成を有する；

被検体を収容する空間へ均一な静磁場を発生する磁石、

前記被検体から生ずる NMR 信号を検出する複数の小型コイルから成るマルチ

25 プルコイルであって、複数の小型コイルは隣接するコイル同志の一部がオーバーラップして配列されている、

前記被検体を撮像するために所定のパルスシーケンスに則って高周波磁場、スライスエンコード傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場及び読出し傾斜磁場を印加する手段、

前記マルチプルコイルで検出した NMR 信号を各小型コイルに対応付けて格納する k 空間、

前記各磁場を印加する手段を制御する手段であって、この制御手段は計測データを格納する k 空間の低域と高域とで変化ステップを変更する手段を含む、

- 5 各小型コイルで検出された NMR 信号毎に前記 k 空間の低域のデータを用いて各小型コイルの感度分布を求める手段、と

前記感度分布と前記計測データ格納手段に格納されたデータとから画像を合成する手段。

- 10 13. 磁気共鳴イメージング装置であって、下記構成を有する；

被検体の所定スライスを画像化するための計測を画像単位で繰り返し行う手段、

1 画像のために取得した計測データの少なくとも一部を用いてマルチプルコイルの感度分布を演算により求め、それを格納する手段、

- 15 前記求められた感度分布を用いてマルチプルコイルの全視野の画像を合成する手段、と

感度分布を求めた以降の計測データによる前記画像合成には感度分布の更新をせずに格納された感度分布を適用させる手段。

1/7

図 1

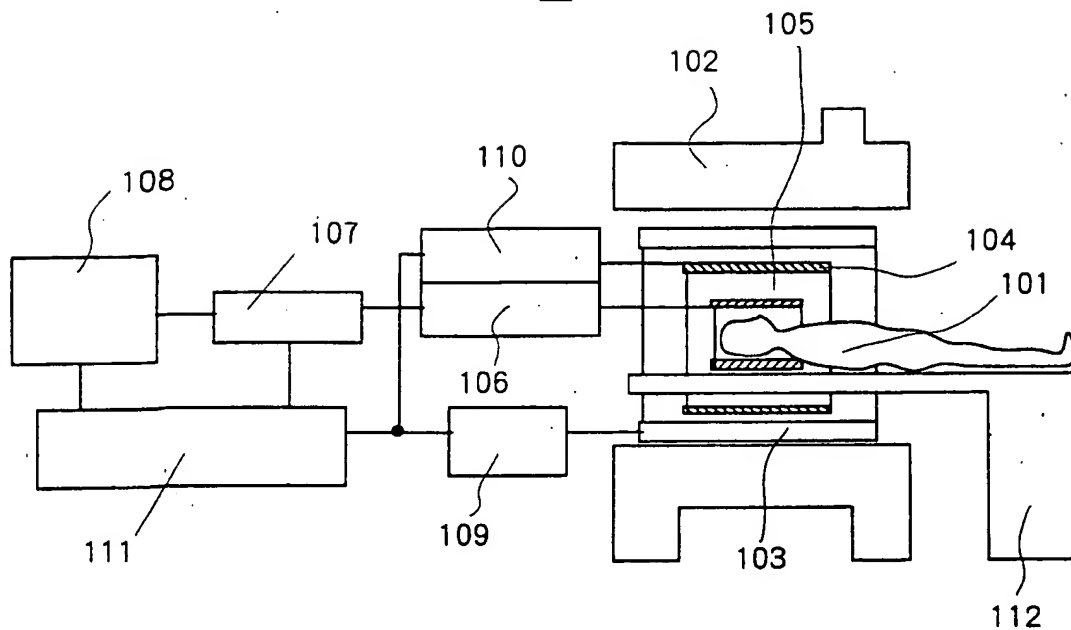
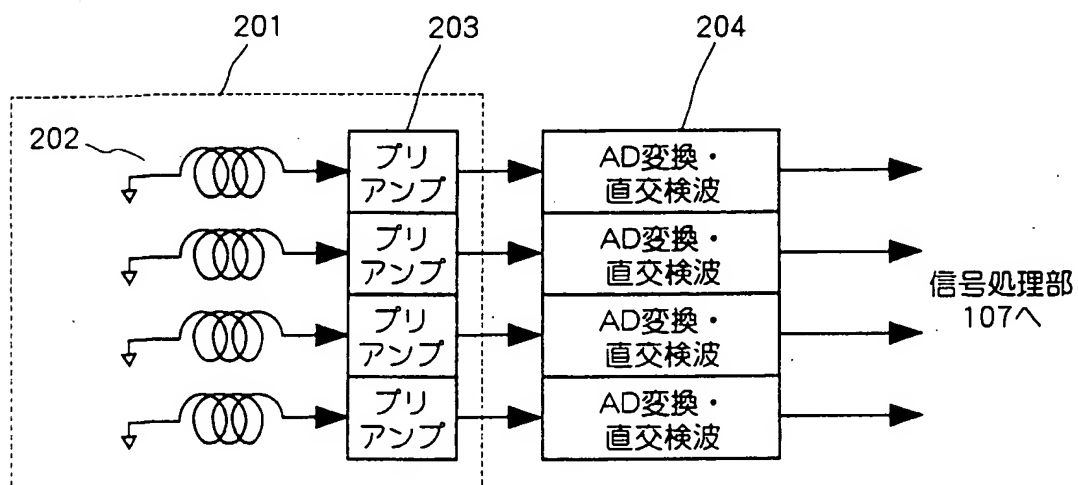


図 2



2/7

図 3

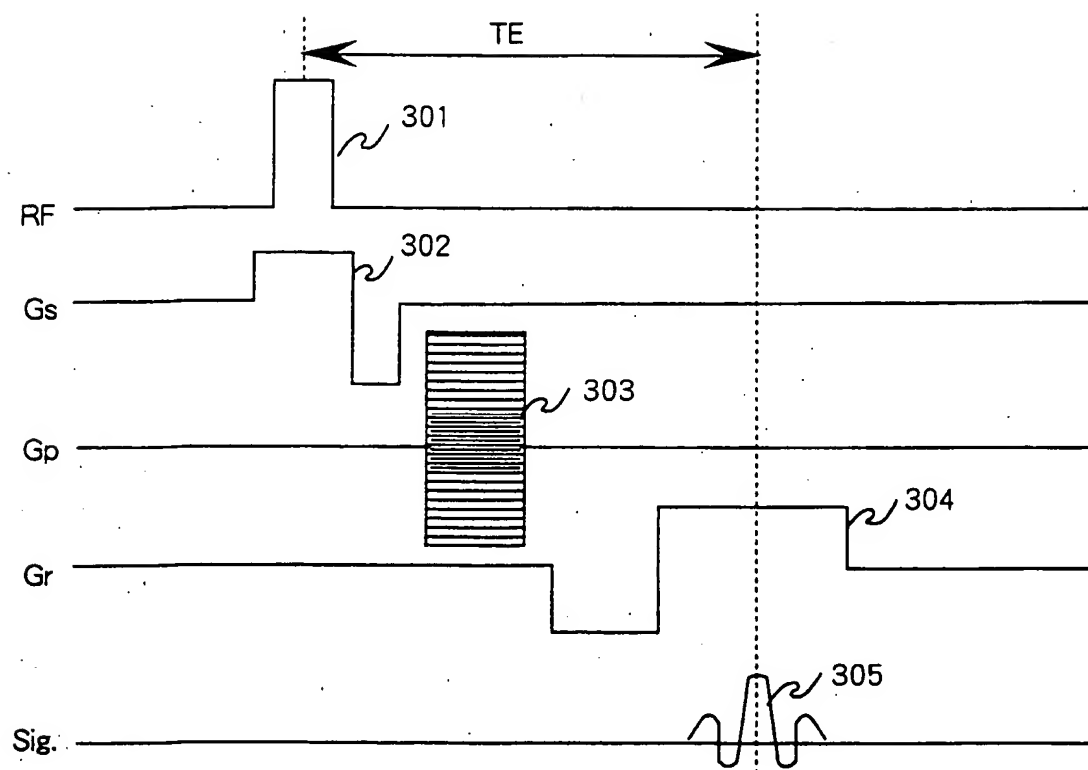
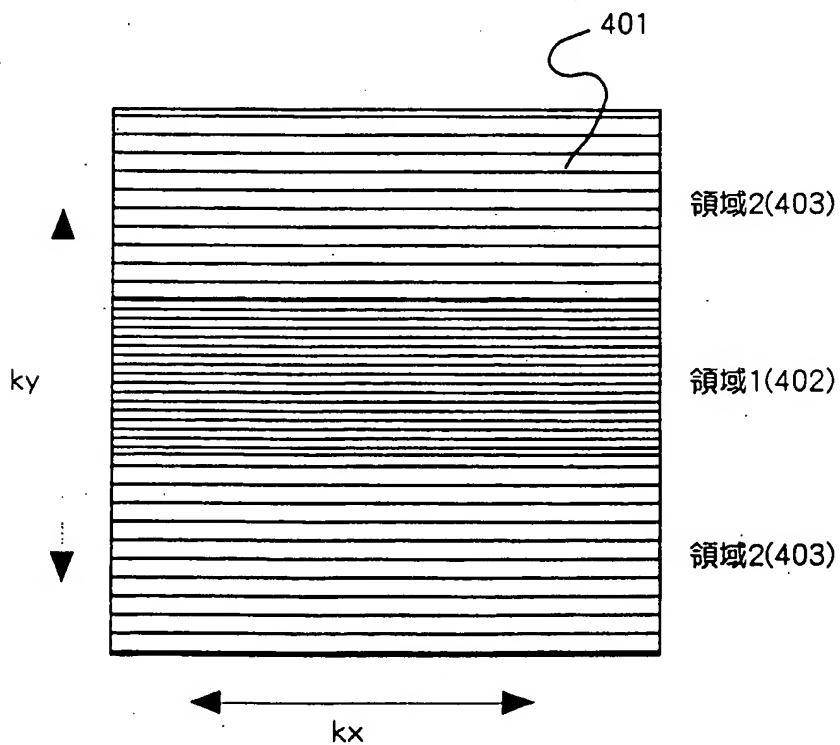


図 4



3/7

図 5

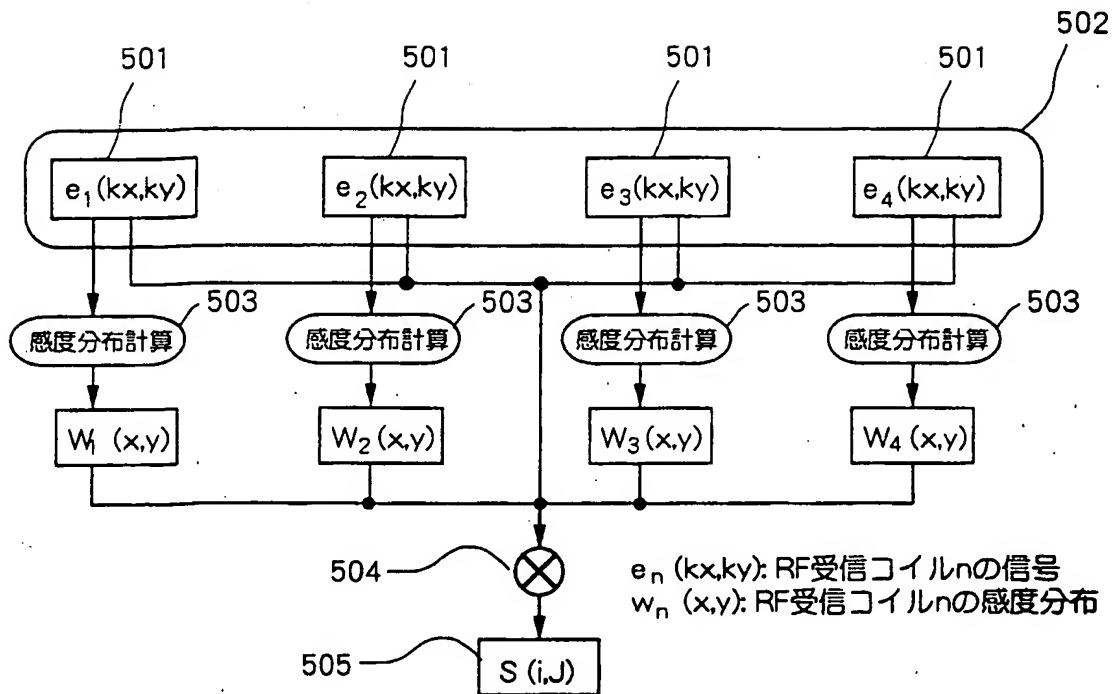
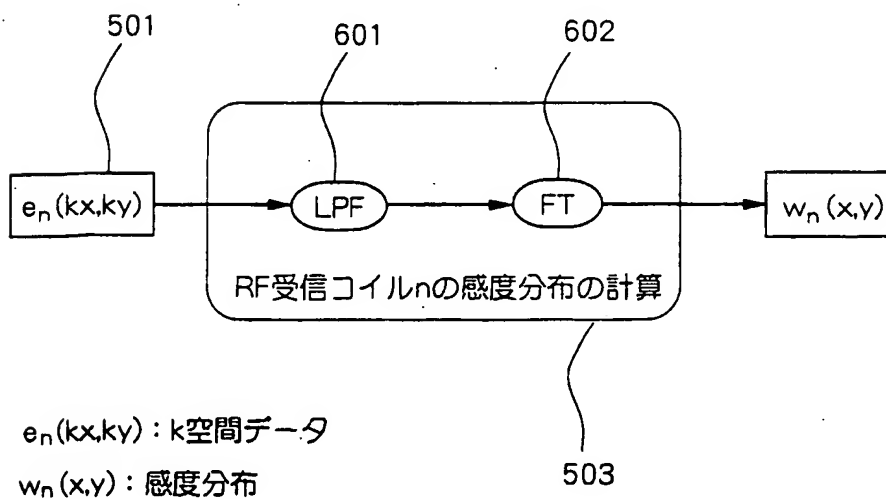


図 6



4/7

図 7

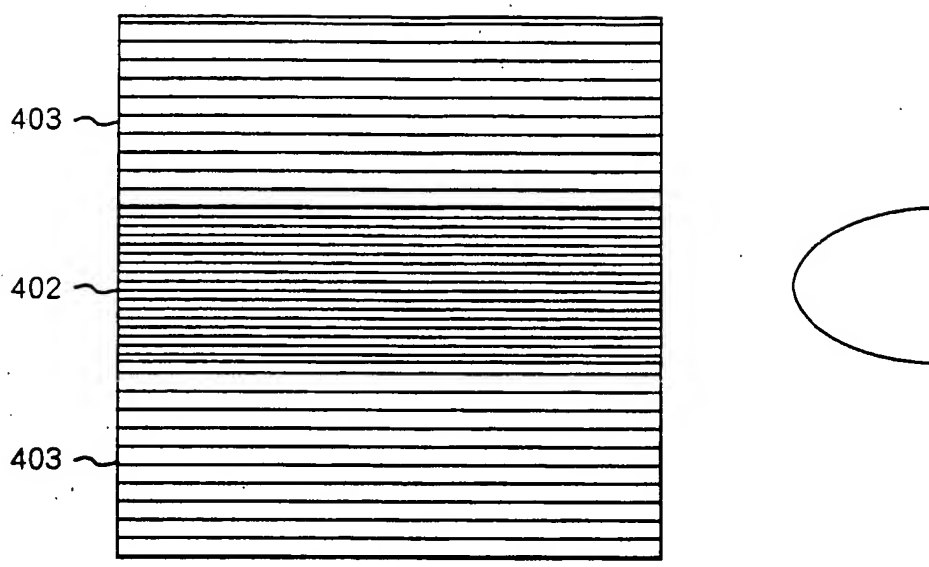


図 9

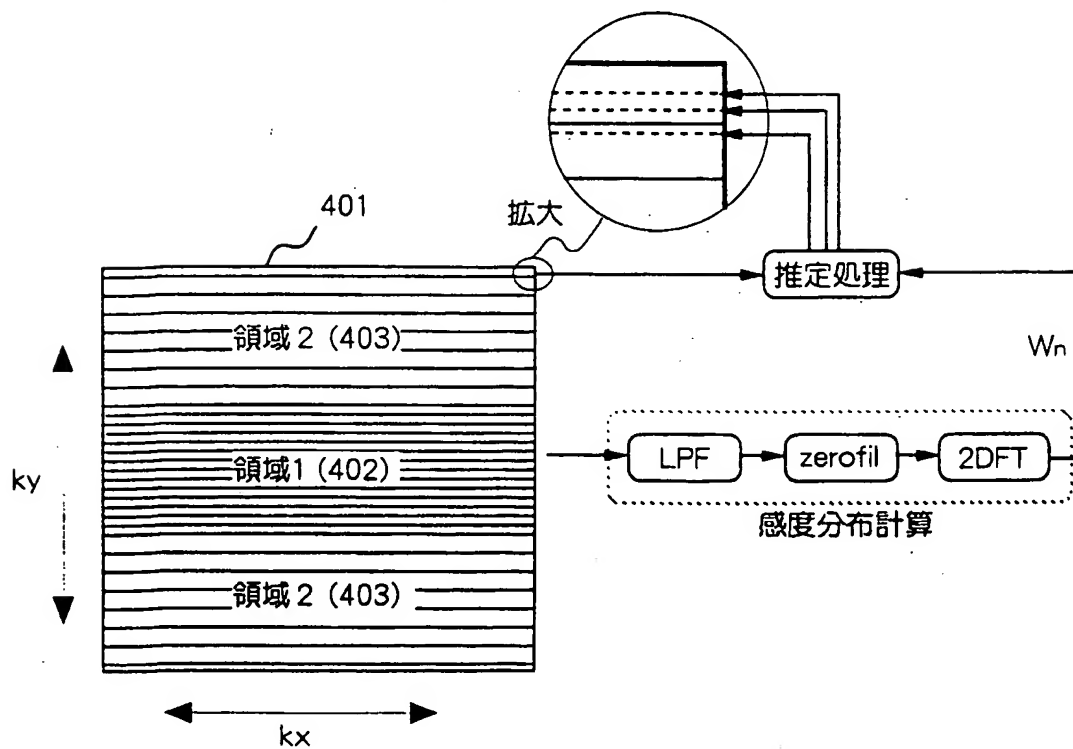
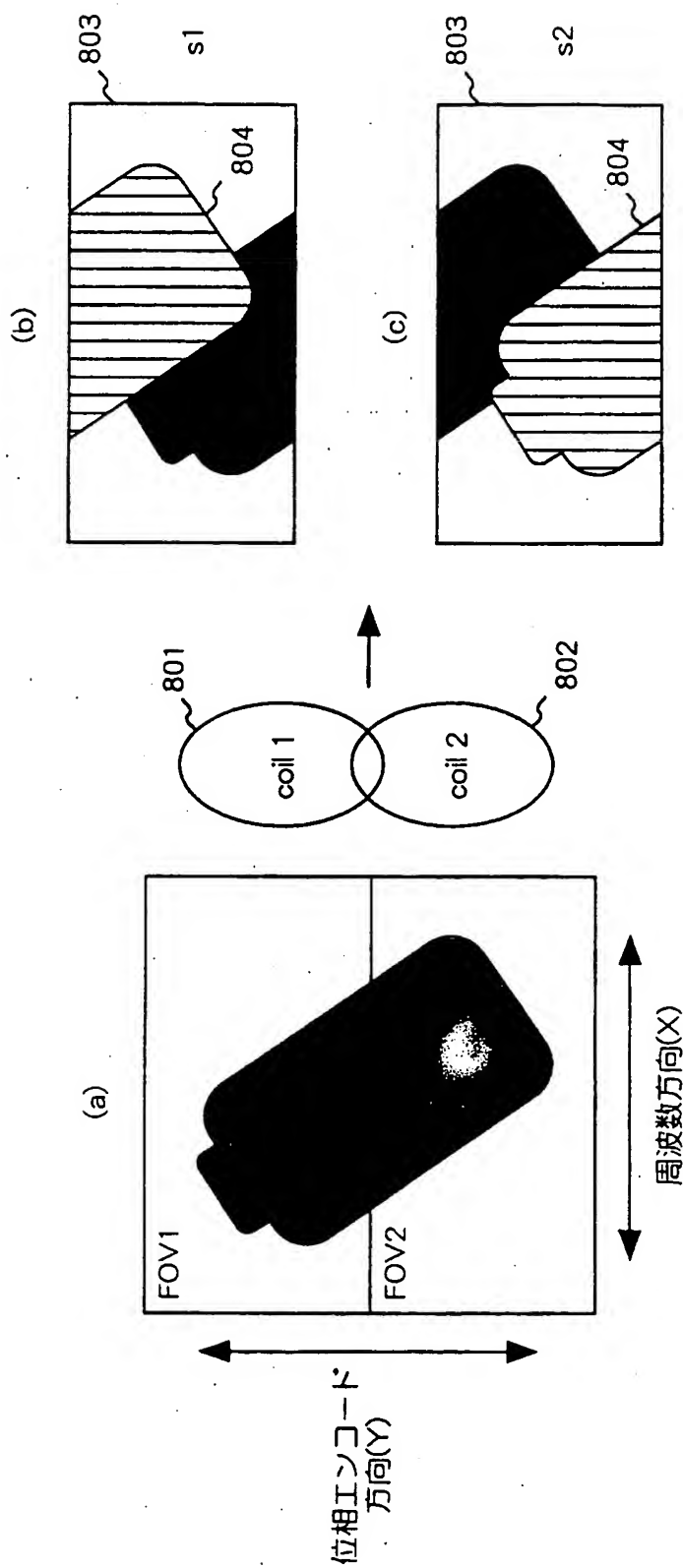


図 8



6/7

図 1 0

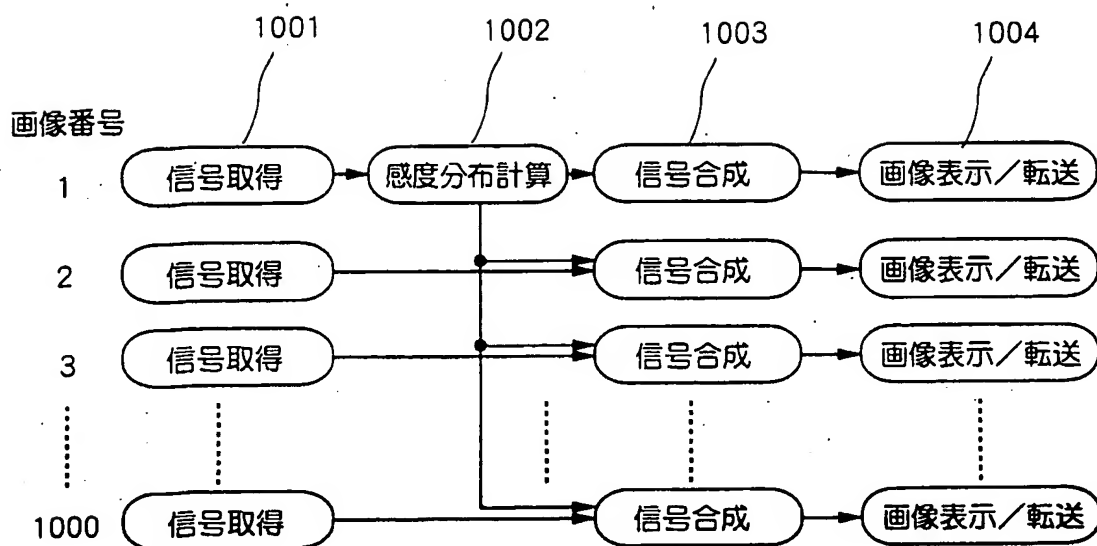
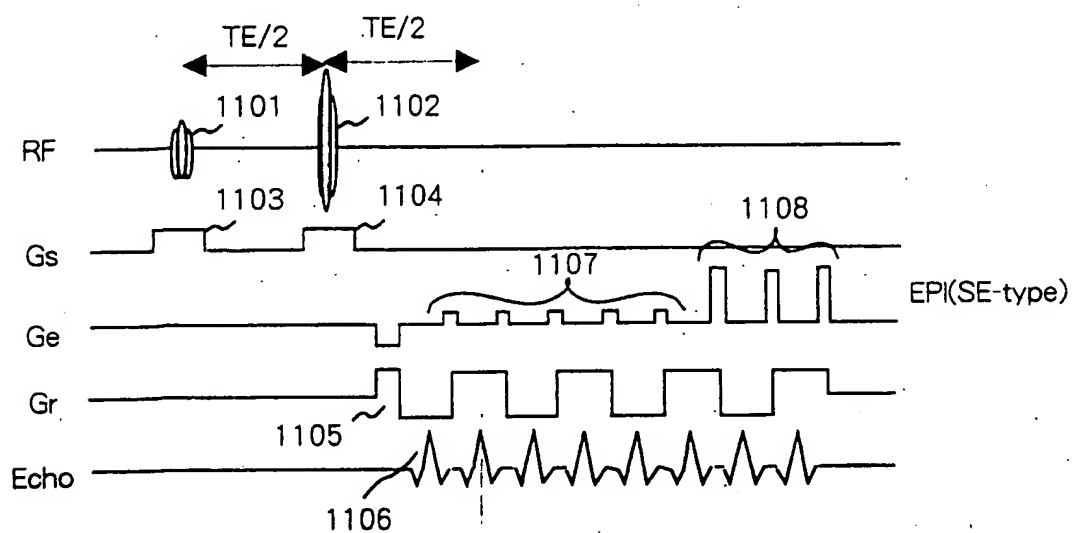


図 1 1



7/7

図 1 2

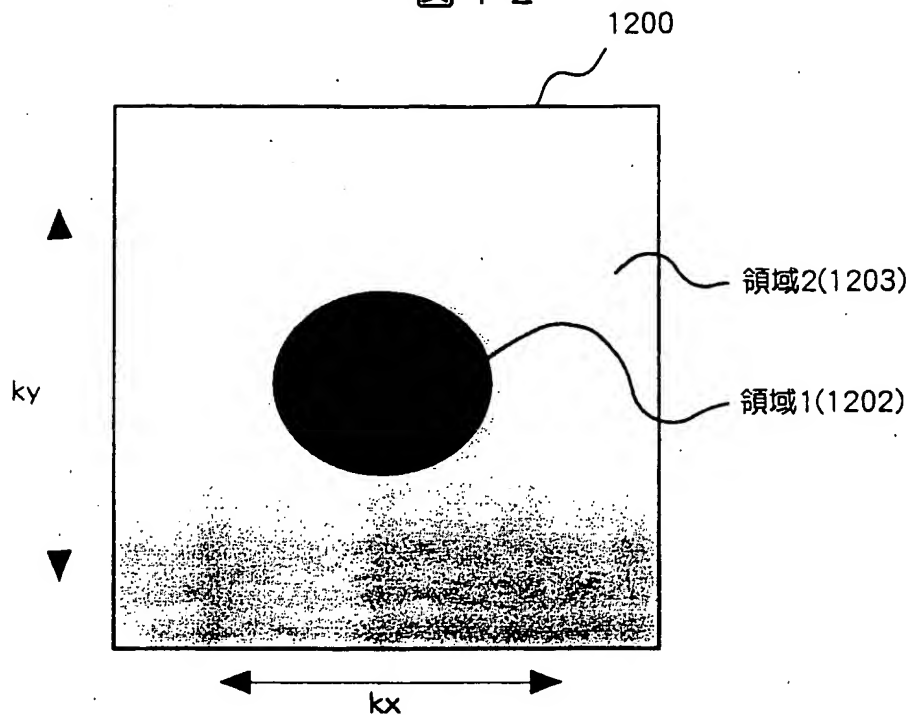
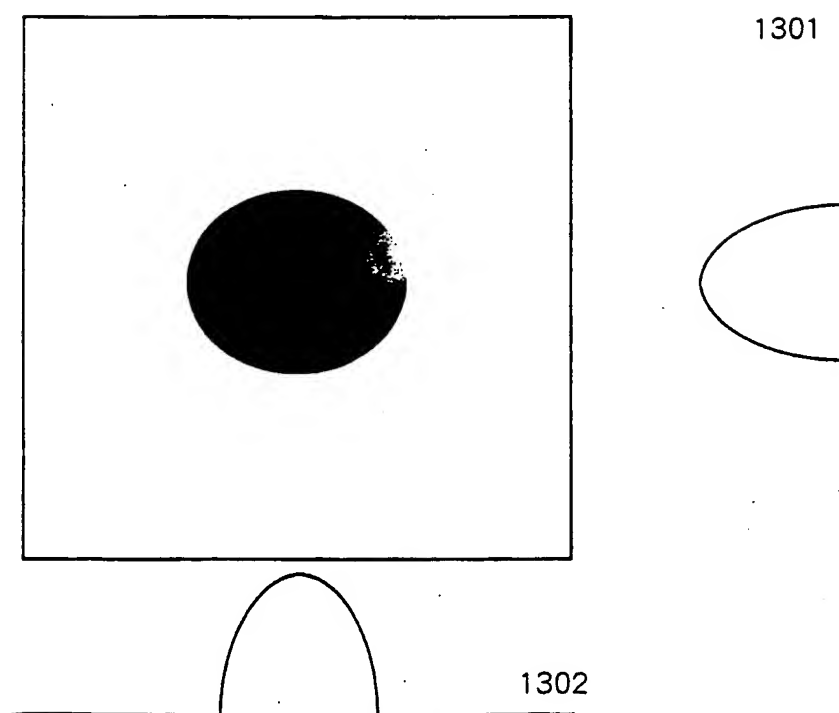


図 1 3



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP00/08701

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B5/055, Int.Cl⁷ G01R33/28

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B5/055, Int.Cl⁷ G01R33/28.

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1926-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2000
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2000 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2000

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP, 2952228, B1 (Techno. Res. Assoc. of Medical & Welfare Apparatus), 09 July, 1999 (09.07.99), Par: Nos. [0010] - [0036]; Figs. 1 to 5 & JP, 11-262479, A1	1, 5, 7, 8, 13 2-4, 6, 9-12
Y	JP, 4-5951, A (Toshiba Corporation), 09 January, 1992 (09.01.92), Full text; Fig. 1 (Family: none)	2, 6, 9, 12
Y	JP, 4-75637, A (Toshiba Corporation), 10 March, 1992 (10.03.92), Full text; Figs. 1, 7, 8 (Family: none)	3, 4, 10, 11
A	JP, 7-31606, A (Shimadzu Corporation), 03 February, 1995 (03.02.95), Full text; Fig. 2 & EP, 635727, A1 & US, 5529069, A & CN, 1115628, A	1-13
A	WO, 98/21600, A1 (Beth Israel Deaconess Medical Center, Inc.),	1-13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier document but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
22 December, 2000 (22.12.00)

Date of mailing of the international search report
16 January, 2001 (16.01.01)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP00/08701

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
	22 May, 1998 (22.05.98), Full text; Figs. 1 to 7 & EP, 1015903, A1 & US, 5910728, A & AU, 5428698, A1	

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl. ' A61B5/055, Int. Cl. ' G01R33/28

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl. ' A61B5/055, Int. Cl. ' G01R33/28

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1926-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2000年
 日本国登録実用新案公報 1994-2000年
 日本国実用新案登録公報 1996-2000年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y	JP, 2952228, B1 (技術研究組合医療福祉機器研究所) 9.7月. 1999 (09.07.99), 段落番号【0010】-【0036】, 第1-5図, & JP, 11-262479, A1	1, 5, 7, 8, 13 2-4, 6, 9-12
Y	JP, 4-5951, A (株式会社東芝) 9.1月. 1992 (09.01.92), 全文, 第1図, (ファミリーなし)	2, 6, 9, 12
Y	JP, 4-75637, A (株式会社東芝) 10.3月. 1992 (10.03.92), 全文, 第1, 7, 8図, (ファミリーなし)	3, 4, 10, 11

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

22.12.00

国際調査報告の発送日

16.01.01

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 幸仙



2W

9604

電話番号 03-3581-1101 内線 3291

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP, 7-31606, A (株式会社島津製作所) 3.2月.1995(03.02.95), 全文, 第2図, & EP, 635727, A1 & US, 5529069, A & CN, 1115628, A	1-13
A	WO, 98/21600, A1(Beth Israel Deaconess Medical Center, Inc.) 22.5月.1998(22.05.98), 全文, 第1-7図, & EP, 1015903, A1 & US, 5910728, A & AU, 5428698, A1	1-13